

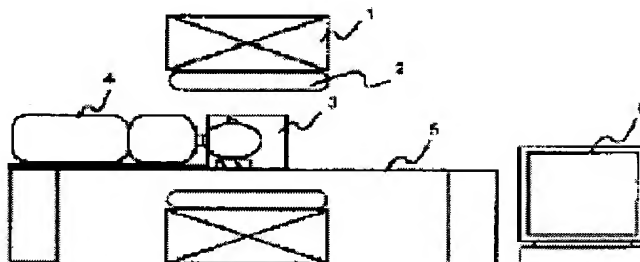
## SAMPLING METHOD FOR LIVING BODY FUNCTION INVIGORATION INFORMATION IN MAGNETIC RESONANCE IMAGING

**Patent number:** JP8131414  
**Publication date:** 1996-05-28  
**Inventor:** TAKEUCHI FUMIYA; ITAGAKI HIROYUKI; YAMAMOTO ETSUJI  
**Applicant:** HITACHI MEDICAL CORP  
**Classification:**  
- **international:** **A61B5/055; A61B5/055;** (IPC1-7): A61B5/055  
- **europaen:**  
**Application number:** JP19940275186 19941109  
**Priority number(s):** JP19940275186 19941109

Report a data error here

### Abstract of JP8131414

**PURPOSE:** To sample the invigoration information of a cranial nerve, etc., with high precision even when no model is established by measuring a magnetic resonance signal in time series fashion, finding the time differentiation of the time series data of the magnetic resonance signal at every pixel and sampling an invigoration part based on the time differentiation. **CONSTITUTION:** An MR signal is measured by laying down a patient 4 on a bed 5 set in a uniform magnetostatic field made of magnet 1, transmitting a high-frequency magnetic field by an RF coil 3, and receiving the high-frequency magnetic field discharged from the patient 4 with the RF coil 3 after such transmission is stopped. At this time, position information is superimposed on the high-frequency magnetic field received by the RF coil 3 by applying a spatially inclined magnetic field by a coil 2. The high-frequency magnetic field measured in such way goes to the MR signal. In such a case, the magnetic resonance signal is found in time series fashion, and the time differentiation of the time series data of the magnetic resonance signal is found at every pixel, and the invigoration part can be sampled based on the time differentiation.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-131414

(43)公開日 平成8年(1996)5月28日

(51)Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055		7638-2 J	A 6 1 B 5/ 05	3 8 2

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平6-275186

(22)出願日 平成6年(1994)11月9日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 竹内 文也

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 板垣 博幸

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 山本 悦治

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74)代理人 弁理士 平木 祐輔

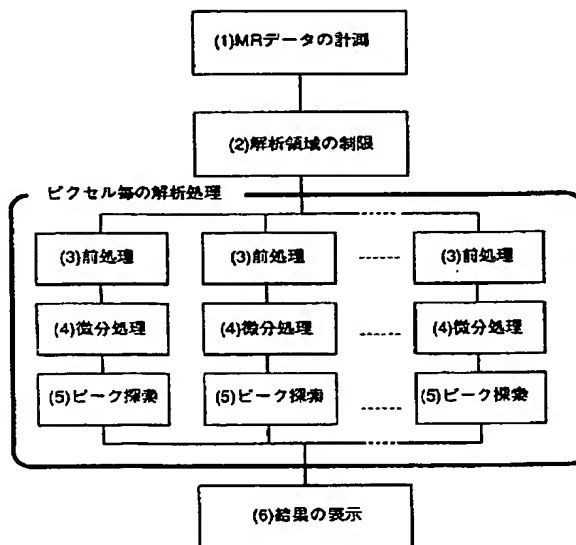
(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージングにおける生体機能賦活情報の抽出方法

(57)【要約】

【目的】 MRIによる生体機能計測において、生体機能賦活情報を精度よく自動抽出する。

【構成】 MR信号の時系列データをピクセル毎に時間微分するし、該時間微分のピークを検出し、それを賦活ピークとして情報を表示する手段とを用いる。

【効果】 刺激呈示あるいは課題遂行に伴う脳神経活動などのモデルを仮定する必要がないため、モデルが妥当でない場合やモデルの妥当性が確認できない場合にも使用できる。また、微分処理は低域遮断特性を有するため、基線変動を含んだデータにも前処理することなく使用できる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 磁気共鳴イメージングによって得られたデータからの生体機能賦活情報の抽出方法において、磁気共鳴信号を時系列的に計測し、ピクセル毎に磁気共鳴信号の時系列データの時間微分を求め、該時間微分に基づいて賦活部位を抽出することを特徴とする磁気共鳴イメージングにおける生体機能賦活情報の抽出方法。

【請求項 2】 前記生体機能が脳神経の機能であることを特徴とする請求項 1 記載の生体機能賦活情報の抽出方法。

【請求項 3】 ピクセル毎に求めた磁気共鳴信号の時系列データの時間微分値の大きさを予め設定した閾値と比較し、該閾値を超えた時間微分値の有無により賦活の有無をピクセル毎に判定することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の生体機能賦活情報の抽出方法。

【請求項 4】 所定時刻に得られた磁気共鳴信号と該時刻の前後の時刻に得られた 1 又は複数の磁気共鳴信号に対し、正及び負の重み係数をそれぞれ 1 個以上含む重み付き加算を行うことによって、所定時刻における磁気共鳴信号の一階の時間微分値を算出することを特徴とする請求項 1、2 又は 3 記載の生体機能賦活情報の抽出方法。

【請求項 5】 賦活の有無の判定において判定された生体機能賦活の時刻のうち最も早い時刻を賦活開始時刻として抽出することを特徴とする請求項 3 記載の生体機能賦活情報の抽出方法。

【請求項 6】 磁気共鳴信号の時系列データの時間微分の時間微分をピクセル毎に求め、その値を予め設定した閾値と比較して閾値を超えた最も早い時刻を賦活開始時刻として抽出することを特徴とする請求項 5 記載の生体機能賦活情報の抽出方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、磁気共鳴イメージング(MRI)による生体機能計測結果から、脳神経などの賦活部位と賦活開始時刻との生体機能賦活情報を抽出する方法に関する。

## 【0002】

【従来の技術】核磁気共鳴を利用した断層イメージング(MRI)は医療診断の領域で広く用いられている。MRI がもたらす画像情報は解剖学的なものが主であったが、1992年に脳機能を計測する方法(Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 1992, vol.89, pp.5951-5955)が報告されて以来、脳機能情報の一つとして注目を集めている。MRI による脳機能計測では、脳神経の活動に伴う静脈血の成分や血流量の変化を、透磁率の変化などとして観測している。ここで注目している血管は脳内に深く入り込んでいるとともに微小であり、静脈血の変化が近隣に存在する神経細胞の活動に強く関連していると考えられている。したがって、MRI による脳機能計測を行

うためには、2次元あるいは3次元のMR信号の時系列データ(MRデータ)として、脳神経を賦活させた場合のデータ(機能データ)と、静脈血変化の基準となる脳神経を賦活させないときのデータ(基準データ)とを計測する必要がある。この機能データと基準データとの違いが静脈血の変化、すなわち脳機能情報となる。

【0003】計測者が、静脈血の変化をMRデータから見つけたし、脳神経賦活部位を抽出するには多くの時間が必要となる。そのため、自動的かつ客観的に静脈血の変化部位を抽出する方法が提案されている。例えば、機能データと基準データとの間で統計的な検定を行い、有意な差がある部位を探索する方法や、刺激印加および休止の期間とMRデータとの相関をとる方法がある(Proceedings of the Society of Magnetic Resonance in Medicine 1993, p.449 & p.1376)。なお、相関を利用した抽出法では、刺激印加期間に得られたMRデータが機能データに、刺激休止期間に得られたMRデータが基準データに対応する。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】前記で述べた抽出方法では、基準データには静脈血の変化が無く、機能データには該変化が生じているというモデルを仮定している。しかし、実際の賦活部位では、常にこのようなモデルが成り立つわけではなく、該モデルが成り立たない場合には誤った結果を導き出すこともある。本発明は、前記モデルが成り立たない場合においても、精度よく静脈血の変化部位および変化開始時刻、すなわち脳神経などの賦活情報を抽出できる方法を提供することを目的とする。

## 【0005】

【課題を解決するための手段】本発明では、ピクセル毎にMRデータの時間微分を計算し、時間微分値の時系列データより閾値を超えるピークを抽出することで、先験的な仮定を用いることなく脳神経などの賦活の有無の判定と、部位および開始時刻の抽出を行い、前記目的を達成する。また、賦活の開始時刻として、最も早く現れたMRデータの時間変化の時刻を用いる。

【0006】MRデータの時間微分は、ある時刻の信号強度と、それに先立つ時刻あるいはそれに続く時刻の信号強度との差分から求めることができる。この差分は、MRデータに変化が現れた時刻で大きなピークを示す。したがって、このピークを時間微分値の時系列データから抽出すれば、MRデータの時間変化の時刻と大きさがわかる。ただし、実際のデータにはノイズがあるため、閾値を設定し、この閾値を超える大きさのピークのみを抽出する。MRデータは水素原子核の磁気共鳴信号から得るのが好適である。

## 【0007】

【作用】機能情報が含まれているMRデータには、刺激などによって生じた脳神経などの活動に伴う静脈血の血流量の変化あるいは血液成分の変化に起因して、信号強

度の時間的な変化が存在する。したがって、MRデータから構成されるイメージの各ピクセル毎にMRデータの時間変化をモニターすれば、脳神経などの賦活部位を抽出することができる。

【0008】本発明の方法は、刺激呈示あるいは課題遂行に伴う脳神経活動などのモデルを仮定する必要がないため、モデルが妥当でない場合やモデルの妥当性が確認できない場合にも使用できる。また、微分処理は低域遮断特性を有するため、基線変動を含んだデータにも前処理することなく使用できる。さらに、刺激あるいは課題開始からMR信号に変化が現れるまでの潜時や、信号変化の持続時間を容易に調べることもできる。

【0009】

【実施例】本発明の方法は図1に示した(1)～(6)の手順に従って実行される。以下ではその手順に沿って、実施例を説明する。

(1) MRデータの計測

図2は、MRIを利用した脳機能計測装置の一例を示す構成図である。図において、1は静磁場を作る磁石、2は空間的に傾斜した磁場を作る傾斜磁場発生コイル、3は高周波磁場を送受信するRFコイル、4は被験者、5は被験者を支持するベッド、6はデータ収集・解析用のワークステーションである。

【0010】MR信号を計測するには、磁石1で作った均一な静磁場中のベッド5に被験者4を横臥させ、RFコイル3で高周波磁場を一定時間送信し、送信を停止した後、被験者4が放出する高周波磁場をRFコイル3で受信する。このとき、空間的に傾斜した磁場をコイル2で印加することで、RFコイル3で受信される高周波磁場に位置情報を重畳させる。このようにして計測される高周波磁場がMR信号となる。計測に用いるパルスシーケンスによっては、1枚の画像データとしてのMR信号を得るために、傾斜磁場の大きさを変えながら高周波磁場の送信、傾斜磁場の印加、高周波磁場の受信の過程を繰り返す必要がある。MR信号の時系列データであるM\*

$$\begin{aligned} D(k) = & a(0) \cdot S(k-n) + a(1) \cdot S(k-n+1) + \cdots \\ & + a(n) \cdot S(k) + a(n+1) \cdot S(k+1) + \cdots \\ & + a(2n-1) \cdot S(k+n-1) + a(2n) \cdot S(k+n) \end{aligned} \quad \cdots (1)$$

ただし、D(k)：時刻kの微分値

a(m), (m=0～2n)：重み係数

S(k+1), (l=n～n)：時間(k+1)のデータ

n：正の整数であり、(2n+1)が微分演算に用いるデータの個数となる。

【0015】例えば時刻kの微分を、時刻kのデータとそれよりも一つ前の時刻(k-1)のデータとの差分として計算する場合には、式(1)のパラメータはn=1, a(0)=-1, a(1)=1, a(2)=0となり、時刻kのデータとそれよりも一つ後の時刻(k+1)のデータとの差分として計算する場合には、n=1, a(0)=0, a(1)=1, a(2)=-1となる。図4は、図3で示

\* Rデータを取得するためには、脳機能情報を得るために必要な回数だけ、MR信号を収集する過程を繰り返す。

【0011】脳機能計測では、例えば図3に示すように、被験者に対し刺激を呈示しないあるいは課題を遂行させない安静期間と、刺激を呈示するあるいは課題を遂行させる刺激期間のMRデータを収集する。図3ではMRデータを得るために2次元のMR信号を、等しい時間間隔で7回収集している。

【0012】(2) 解析領域の制限

次に、MRデータのうち賦活情報抽出を行う領域を、頭部が存在する部分に制限する。その際には、頭部が存在する部分と背景部分とのMR信号強度の差を利用し、該強度に閾値を設け、脳と背景を区別する。また、頭皮や頭蓋骨などの、被験者頭部のうち脳以外の部分についても閾値を設定することにより脳と区別することができる。なお、データによってはこの処理を省略しても構わない。さらに、MRデータをピクセル毎に分解する。脳機能情報を含んでいるピクセルから得られる時系列のMRデータの一例を簡略化して図3に示す。図3のMRデータでは、刺激開始で最初の変化があり、刺激停止で2番目の変化がある。

【0013】(3) 前処理

(2)の処理で生成した時系列データに、高周波成分を除去する処理をピクセル毎に行う。この処理は、ディジタルフィルタによって実現される。なお、データによってはこの処理を省略しても構わない。

(4) 微分処理

ピクセル毎に、前処理(3)が終了した時系列データの時間微分処理を行う。この処理は、ある時刻kのデータ(k番目データ)と、それよりも時間α前のデータ(k-α番目データ)あるいは、時刻kよりも時間α後のデータ(k+α番目データ)との差分として行う。また、下式に示すように、さらにその前後の時刻のデータを用いてもよい。

【0014】

したMRデータを用いて、前記の微分処理過程を模式的に示している。

【0016】(5) ピーク探索

微分処理(4)が終了した時系列データの中から、図5に示すように計測者が設定した閾値を超えるデータを探索し、該当するデータを脳神経の賦活に伴うMR信号の変化によるピーク(賦活ピーク)として記録する。

(6) 結果の表示

ピーク探索により、信号変化の有無がピクセル毎に分かる。信号変化が有る場合には、信号変化が生じた時刻と、その変化が生じた向きについての情報が得られる。さらに、一つのMRデータ中に、変化の向きが異なる二

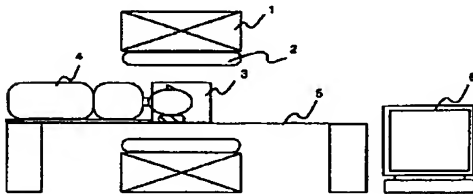
つの信号変化が有る場合には、それらの間隔より、MRデータが変化していた時間についての情報も得られる。MR信号の変化の開始時刻として、最初の賦活ピークの時刻を用いることができる。

【0017】また、処理前のMRデータとその時間微分のピーク時刻とにより、信号変化の大きさ（信号変化率）と、信号変化率の時間的な変化とについての情報が得られる。なお、これらの情報は、MRデータの時間微分を積分することで求めることもできる。計測者へは、ピクセル毎に得られるこれらの情報を画像上に、色やパターンの違いとしてワークステーション6上に提示する。図6はその一例である。図中、パターンが貼られたピクセルは、時系列データに信号変化が存在し、脳神経賦活部位であることを示している。

【0018】賦活開始時刻の抽出を時間微分を用いて行う場合には、微分処理（4）でMRデータの時間微分の時間微分を行い、得られた時間微分値をピーク探索（5）し、最初の賦活ピークの時刻を賦活開始時刻として、結果の表示（6）を行う。すでに賦活部位が抽出されていれば、この操作をその空間座標に限定することが

【0019】本実施例は、2次元のMRデータであるが、3次元のデータにおいてもほぼ同様の手順で取り扱うことができる。異なる点は、MRデータの収集を3次元で行うこと、ピクセル毎の処理がボクセル毎の処理となること、結果の表示を3次元化するかあるいは図6のような断層画像を複数表示することである。なお、ここでは脳神経の賦活情報の抽出を例にとって説明したが、\*

【図2】



\* 本発明は末梢神経や脳以外の臓器の神経賦活情報や静脈血の変化を抽出する方法として適用することもできる。

【0020】

【発明の効果】本発明では、既知の抽出法である相関や有意差検定を用いた方法とは異なり、刺激呈示あるいは課題遂行に伴う脳神経活動などのモデルを仮定する必要がないため、モデルが妥当でない場合やモデルの妥当性が確認できない場合にも使用できる。また、微分処理は低域遮断特性を有するため、基線変動を含んだデータにも前処理することなく使用できる。さらに、信号変化時刻の抽出が容易なことから、刺激あるいは課題開始からMR信号に変化が現れるまでの潜時や、信号変化の持続時間を容易に調べることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】脳神経の賦活部位の自動抽出手順を示すフローチャート。

【図2】MRIを利用した生体機能計測装置の一例を示す構成図。

【図3】脳機能計測におけるMRデータの計測結果の模式図。

【図4】MRデータの時間微分処理の模式図。

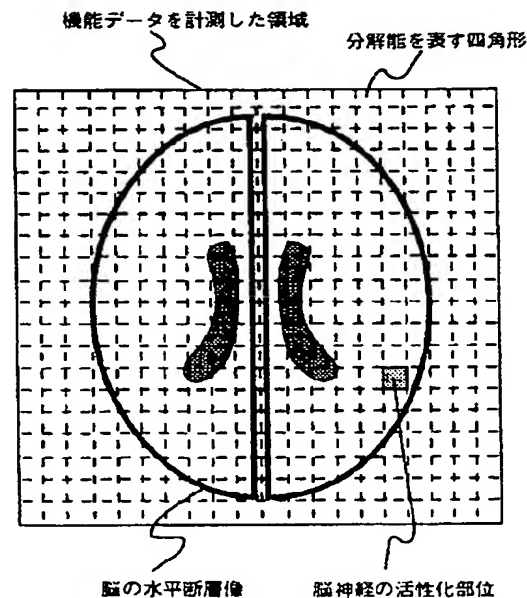
【図5】時間微分のピーク探索の模式図。

【図6】脳神経の賦活部位の表示例を示す図。

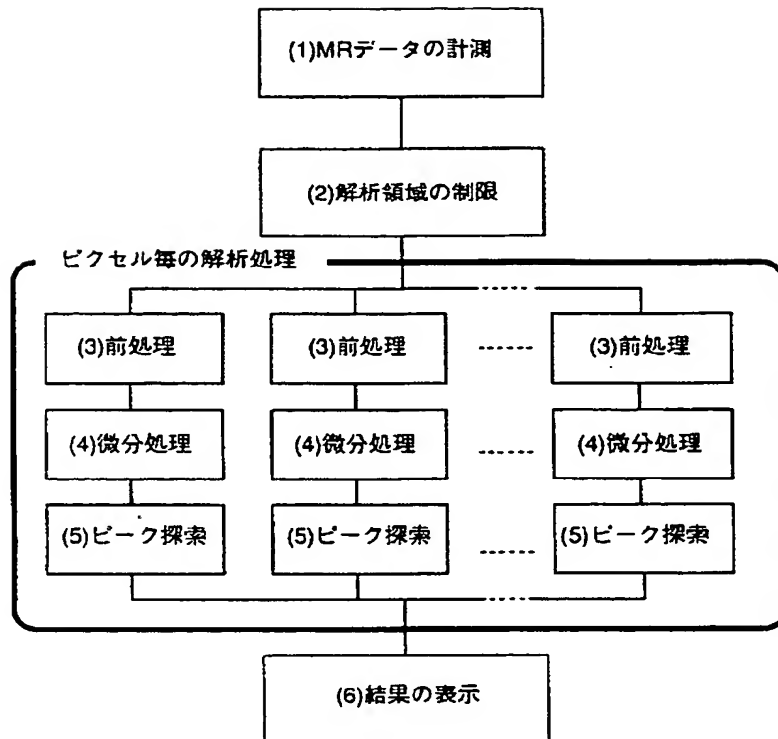
【符号の説明】

1…静磁場を作る磁石、2…傾斜磁場発生コイル、3…RFコイル、4…被験者、5…ベッド、6…データ収集・解析用ワークステーション

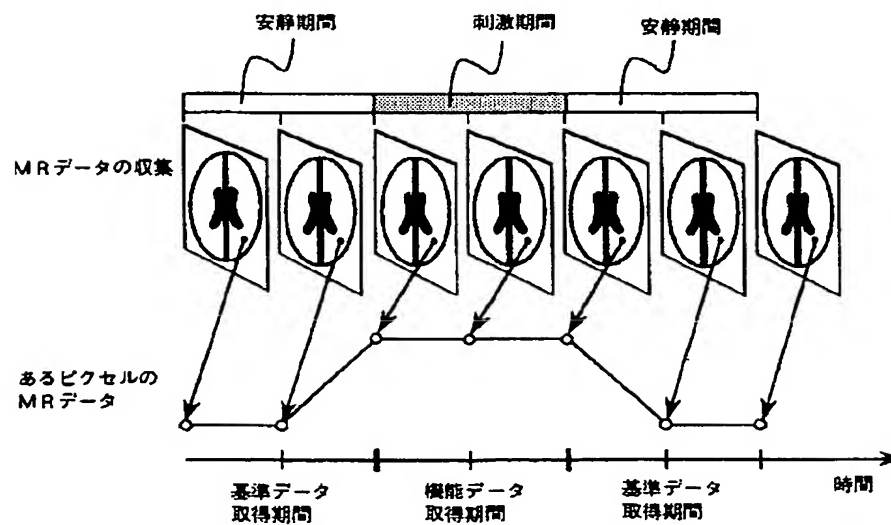
【図6】



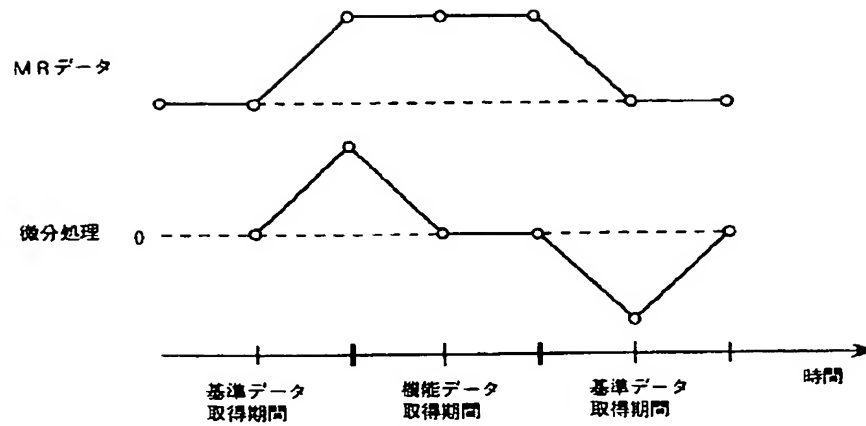
【図 1】



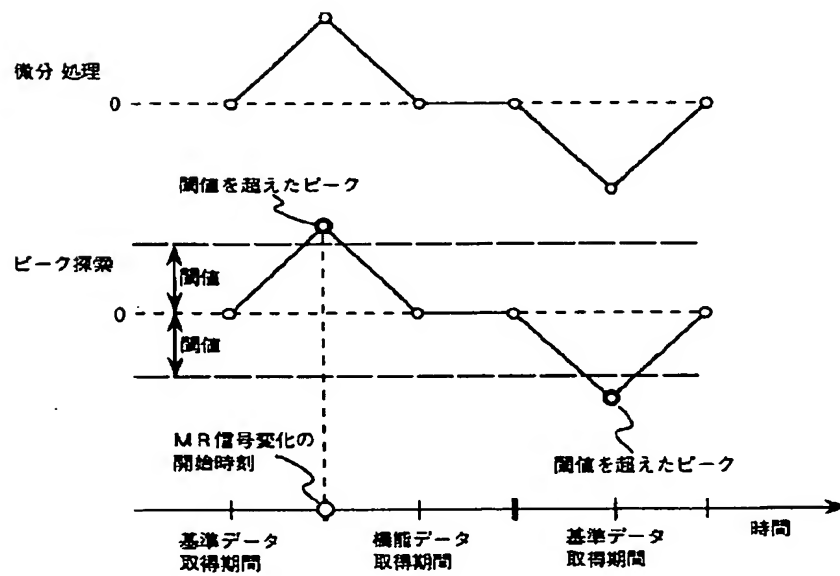
【図 3】



【図4】



【図5】



【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載  
【部門区分】第 1 部門第 2 区分  
【発行日】平成 12 年 12 月 12 日 (2000. 12. 12)

【公開番号】特開平 8 - 1 3 1 4 1 4  
【公開日】平成 8 年 5 月 28 日 (1996. 5. 28)  
【年通号数】公開特許公報 8 - 1 3 1 5  
【出願番号】特願平 6 - 2 7 5 1 8 6  
【国際特許分類第 7 版】

A61B 5/055

【F I】

A61B 5/05 382

【手続補正書】

【提出日】平成 12 年 5 月 10 日 (2000. 5. 10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】発明の名称

【補正方法】変更

【補正内容】

【発明の名称】 磁気共鳴イメージングを利用した脳機能計測装置

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】磁気共鳴イメージングを利用した脳機能計測装置において、時系列的に得られる複数の画像データのピクセル毎に磁気共鳴信号の時系列データの時間微分を求め、前記時間微分に基づいて賦活部位を抽出することを特徴とする磁気共鳴イメージングを利用した脳機能計測装置。